

Aus der Poliklinik der Zahnerhaltungskunde der
Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

**Die Haftintensität der Zemente
POLY-C und EEPOX**

Laboruntersuchungen nach klinischen Gesichtspunkten an extrahierten Zähnen und mehrflächigen Inlays

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Rolf Holland-Moritz
aus der Freien Hansestadt Bremen

Mainz 1973

Aus der Poliklinik der Zahnerhaltungskunde der
Klinik und Poliklinik für
Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz
Direktor: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

Die Haftintensität der Zemente
POLY-C und EEPOX

Laboruntersuchungen nach klinischen Gesichtspunkten
an extrahierten Zähnen und mehrflächigen Inlays

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

ROLF HOLLAND-MORITZ

aus der Freien Hansestadt Bremen

Mainz 1973

Referent:

Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. W. KETTERL

Korreferent:

Prof. Dr. med. dent. K. FUHR

Fachbereichsdekan:

Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. W. KETTERL



INHALTSÜBERSICHT

A EINLEITUNG

B ZUSAMMENFASSUNG DER IN DER LITERATUR ANGEGEBENEN ARBEITEN

I ZINKOXIDPHOSPHATZEMENTE

1. Geschichte, Zusammensetzung, Anwendungsgebiet, Anforderungen
2. Prüfungen
 - a) Allgemeines zu den Prüfungen
 - b) biologische Prüfung
 - c) physikalisch-chemische Prüfung
 - d) Prüfung der Haftintensität

II POLYACRYLATZEMENTE

1. Geschichte, Anwendungsgebiet, Zusammensetzung
2. Prüfungen
 - a) Allgemeines zu den Prüfungen
 - b) biologische Prüfung
 - c) physikalisch-chemische Prüfung
 - d) Prüfung der Haftintensität
 - e) vorliegende Untersuchungsergebnisse über
POLY-C

III EPOXIDHARZZEMENT

1. Geschichte, Zusammensetzung, Anwendungsgebiet
2. Prüfungen
 - a) biologische Prüfung
 - b) physikalisch-chemische Prüfung
 - c) Prüfung der Haftintensität

IV ZUSAMMENFASSUNG

C EIGENE VERSUCHE

I VORBEMERKUNGEN

II VERSUCHSAUFBAU

III VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

IV ÜBERSICHT ÜBER DIE MESSERGEBNISSE, IHRE MITTELWERTE
UND STANDARDABWEICHUNGEN

V DISKUSSION UND STATISTISCHE AUSWERTUNG DER
MESSERGEBNISSE

D ZUSAMMENFASSUNG

E LITERATURÜBERSICHT

F LEBENS LAUF

A

EINLEITUNG

Phosphatzemente, genauer Zinkoxidphosphatzemente, werden nach wie vor als häufigstes Befestigungsmaterial für Gußfüllungen, Kronen, Brücken und kieferorthopädische Apparaturen in der Zahnheilkunde benutzt. Seit 1968 werden neue Befestigungszemente auf einer Polyacrylsäurebasis und seit 1970 ein Epoxidharzzement von der Dentalindustrie angeboten. Alle sollen hohe Haftintensität besitzen. Bei nicht exaktem Sitz einer Gußfüllung lösen sich die herkömmlichen Phosphatzemente in der Mundflüssigkeit auf, da sie sehr feuchtigkeitsempfindlich sind. Die eingefügten Objekte verlieren dadurch ihren festen Halt. Es soll in dieser Untersuchung die Haftintensität von zwei dieser neuen Befestigungsmittel - POLY-C und EEPOX - unter mundähnlichen Bedingungen getestet werden.

B

ZUSAMMENFASSUNG DER IN DER LITERATUR ANGEgebenEN ARBEITEN

I

Z I N K O X I D P H O S P H A T Z E M E N T E

1. GESCHICHTE, ZUSAMMENSETZUNG, ANWENDUNGS GEBIET, ANFORDERUNGEN

Seit über 100 Jahren steht dem Zahnarzt ein Zinkoxidphosphatzement - kurz Phosphatzement - zur Verfügung.

Er besteht aus geglühten, fein pulverisierten Zink- und Magnesiumoxiden in einem ungefähren Mischungsverhältnis von 9:1 (1), dem noch Aluminium-, Calcium-, Silicium- und Wismutoxide beigemischt sind, um seine Eigenschaften zu verbessern. Mit gereinigter 50 - 70 prozentiger Phosphorsäure, abgepuffert mit Aluminium-, Calcium-, Magnesium-, Natrium- und Zinkoxiden, wird das Pulver angespatelt (9, 29). Die genaue Herstellungsmethode wird als Firmengeheimnis gehütet. Neuere chemische Analysen bestätigen jedoch, daß sich an der Zusammensetzung des Phosphatzementes im Laufe der Zeit nichts wesentlich geändert hat (52).

Zinkphosphatzement findet in der Zahnheilkunde vielfache Anwendung, z.B. als Unterfüllung, als Befestigungszement u.a.m. (13, 26). Je nach seinem Verwendungszweck muß die Konsistenz fester oder dünnflüssiger sein. Es werden schnell, normal oder langsam abbindende Zemente in verschiedenen Farben und Korngrößen angeboten.

Bei der Vielfalt seiner Anwendungen muß der Werkstoff besondere Eigenschaften aufweisen, wie biologische - z.B. Unschädlichkeit, Gewebeverträglichkeit, Bakteriendichtigkeit usw. -

und mechanisch-chemische - z.B. Widerstandskraft gegen physikalische und chemische Einflüsse, Volumenbeständigkeit, geringe Porosität, geringe Löslichkeit u.a.m. - (10,13,19,20,26,37,52). Diese Forderungen werden aber bis heute von keinem Zement restlos erfüllt, obwohl die Industrie bemüht ist, ihre Produkte zu verbessern. Zusätze wie Kupfer oder Silber haben sich nach vorliegenden Untersuchungen nicht bewährt. Sie gingen auf Kosten einer höheren Löslichkeit (17,30,35,48).

2. PRÜFUNGEN

a) Allgemeines zu den Prüfungen

Um aus der großen Menge unterschiedlicher Zemente für den Zahnarzt die besten herauszusuchen, wurden Prüfungen unerlässlich. Phosphatzemente aber reagieren auf individuelle Verarbeitungen sehr unterschiedlich. So ist das Abbinden z.B. abhängig von dem Glühgrad des Zinkoxids, dem Pulver-Flüssigkeitsverhältnis, der Feinheit des Pulvers, der Anspateltemperatur, der Säurekonzentration, der Einmischrate, der Geschwindigkeit des Anspatelns, der Größe der Anreibefläche und der Anmischzeit (10,20,29,30,42). Um die Ergebnisse vergleichen zu können, einigte man sich auf Prüfungsnormen. In der FDI-Spezifikation Nr. 6 für Zinkphosphat-Zement sind die Herstellung der Prüfkörper, Durchführung der Prüfungen und Mindestanforderungen festgelegt (11).

Dennoch warnt WEIKART (51) bei solchen Prüfungen vor konstant gemachten Fehlern, die jede Aussage in Frage stellen.

KLEINSORGEN (51) rechnet dazu das sogenannte "persönliche Moment", das sich in der individuellen Handhabung des Spatels durch Druck auf die Masse, Art des Verreibens usw. ausdrückt.

Darüber hinaus wehrt WEIKART (49) sich gegen das Anmischen einer Standardkonsistenz, weil nicht alle Produkte mit ihr die besten Resultate erbringen würden.

DRUM (7) sagt dazu, daß ein Zement in dicker Konsistenz zwar die besten Eigenschaften aufweist, aber für Einzementierungen

völlig wertlos sei.

DEMMELE (6) stellte bei veränderten Prüfmaßen keine Unterschiede für die Werkstoffprüfung fest und machte die Entdeckung, daß die Löslichkeit nicht vom Gewicht, sondern der Oberfläche abhängig ist.

Labormeßergebnisse kann man nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse in der menschlichen Mundhöhle übertragen. In ihr findet Zerkleinerung, Einspeichelung, Verdauung und Resorption der Nahrung statt. Sie dient der Laut- und Sprachbildung, bildet oft den Ein- und Ausgang der Atemluft und beherbergt den Geschmackssinn (28). Unterschiedliche Lokalisation, Zusammensetzung des Speichels, Kaugewohnheiten und Gebißpflege bilden zusammengefaßt die Variabilität des Patienten (48). Dieses sich ständig individuell ändernde Milieu der Mundhöhle bildet Fakten, die sich in Laborversuchen nicht einkalkulieren, geschweige denn nachahmen lassen. Deshalb fällt, gleichwie auch immer die in vitro erzielten Ergebnisse ausfallen, die letzte Entscheidung über einen Zement im Munde des Patienten (14, 20, 28).

b) b i o l o g i s c h e P r ü f u n g

Bis die Phosphorsäure abgebunden ist, bildet sie einen schmerzhaften Reiz, der so groß sein kann, daß die Pulpa mit einer Hyperämie oder gar einer Entzündung mit allen ihren Folgen antwortet. Bewiesen wurde dies an histologischen Serienschnitten von Zähnen, die vor ihrer Extraktion mit Phosphatzement gefüllt worden waren.

Neben diesen Nachteil stellt sich die Beobachtung, daß die Pulpa durch diesen Reiz auch zur Bildung von Sekundärdentin veranlaßt werden kann (29).

c) p h y s i k a l i s c h - c h e m i s c h e P r ü f u n g

Nach der FDI-Spezifikation Nr. 6 werden die Zinkphosphatzemente untersucht nach

1. äußerer Aufmachung,
2. Erhärtungszeit,
3. Druckfestigkeit,
4. Filmdicke,
5. Löslichkeit und
6. Arsengehalt.

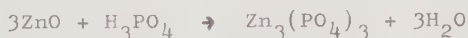
Neuere Untersuchungen von DEMMEL (3) und KLAUNICK (30) zeigten, daß k e i n e r der untersuchten Zinkphosphatzemente den Anforderungen entsprach, eine Beobachtung, die GRIGO (18) nicht bestätigen konnte.

Weiter beobachtete DEMMEL (3) zu lange Erhärtungszeiten, zu geringe Druckfestigkeit, zu große Filmdicken, verstärkte Löslichkeit und in einem Fall zu hohen Arsengehalt.

d) P r ü f u n g d e r H a f t i n t e n s i t ä t

Die Prüfung der Haftintensität wird in der Spezifikation nicht berücksichtigt.

Lange Zeit bestand Unklarheit über die tatsächlichen Abbindevorgänge. Man glaubte an ein Zusammenspiel physikalischer und chemischer Reaktionen. Heute weiß man, daß der Zement nach der Formel



abbindet (9, 18, 42).

Nicht ganz geklärt ist die Frage, warum ein Zement klebt, und ob es sich überhaupt um echtes Kleben handelt. Entsprechend werden in der Literatur die Ausdrücke ADHÄSION, HAFTFESTIGKEIT, HAFTINTENSITÄT, HAFTVERMÖGEN, KLEBEKRAFT, KLEBRIGKEIT, VERZÄHNUNG u. a. m. gebraucht.

IDOLSKI (27) zementierte zwei plangeschliffene Zähne aneinander. An histologischen Schnitten will sie festgestellt

haben, daß Phosphatzement und Dentin chemisch miteinander reagieren. Ihrer Meinung schloß sich SCHOENBECK (42) an.

HADERT (21) hat dies inzwischen an Dünnschnitten von Zähnen und Elfenbein widerlegt.

HAHN (24), HATTEMER, KÜBEL (22, 34) und REBEL (25, 28) vertreten die Adhäsionstheorie.

Unter Adhäsion versteht man die von VAN DER WAAL entdeckten Kräfte zwischen den Molekülen verschiedener Stoffe (54). Kräfte zwischen den Molekülen gleicher Körper werden als Kohäsions-, zwischen denen ungleicher Körper als Adhäsionskräfte bezeichnet (46).

Doch die meisten Autoren wie DRUM (7), FALCK (10), GUTSCHE (20), HOPPE (25), JÄNICKE (28), KETTERL (29), KUNERT (20, 25, 28), LOCKOWANDT (47), MORTIMER (33), SPANNER (45), STÜBEN (47), TRANSTER (33), WEIKART (50) u.a. führen die Haftung auf mechanische Ursachen zurück. Je langsamer der Zement in feinste Unebenheiten fließen kann, desto fester ist er nach dem Erhärten im Objekt verankert (19, 25, 29, 34, 45).

GUTSCHE (20) versuchte, auch das Dentin mit feinsten Unebenheiten zu versehen, wie es HOPPE (25) an Gußfüllungen tat.

Dem stehen JÄNICKEs (28) und KUNERTs (34) Erfahrungen entgegen, die mit dünn angespatelten schnell härtenden Zement die besten Haftergebnisse erzielten.

SPANNER (45) warnt davor, die Klebrigkeit des angespatelten Zementes mit der des abgebundenen zu verwechseln. Nach dem Abbinden sei es mit jeder Klebrigkeit vorbei.

Schwierigkeiten bieten sich bei der Haftintensitätsprüfung in Form und Art der Prüfkörper. Elfenbein (20, 28, 34), Glasstöpsel (28), Schmirgelleinen (49), Metallplatten und -stäbe (13, 39, 45) fanden bisher Anwendung. Allen gemeinsam ist, daß es sich dabei um praxisferne Prüfkörper handelt. Später wurden deshalb occlusal eingeebnete Zähne verwendet, auf die ein Kupferring im Lumen festzementiert wurde. In verschiedenen

Versuchsaufbauten wurden diese dann in Achsrichtung (16,26) oder senkrecht zu ihr (34) abgerissen.

STÜBEN und LOCKOWANDT (47) fanden bei ihrer Untersuchung anderer Werkstoffe, daß hinsichtlich der Haftintensität junges Dentin mit großen Dentinkanälchenanschnitten mehr Verankerungsmöglichkeiten bietet als altes.

II

P O L Y A C R Y L A T Z E M E N T E

1. GESCHICHTE, ANWENDUNGSGEBIET, ZUSAMMENSETZUNG

Die neuen Zinkoxideugenol- und Resinzemente brachten keine befriedigenden Lösungen in Hinblick auf ihre biologischen und physikalisch-chemischen Eigenschaften (17). So ist es verständlich, daß die Zahnärzte in aller Welt aufhorchten, als der Chemiker SMITH (14) aus MANCHESTER 1968 einen völlig neu entwickelten Dentalzement anbot, der an die Stelle der Zinkphosphatzemente treten sollte.

Dieser Zement besteht aus Magnesiumoxid, Zinkoxid und einer wässrigen Lösung von mono- oder polymerer Acrylsäure. Wird der angespatelte Zement auf den Zahn gebracht, so soll die Acrylsäure nicht nur mit den Metallsalzen des Pulvers, sondern auch - und das ist das Besondere - mit dem Calcium des Schmelzes und / oder des Dentins reagieren. Auf diese Weise würde sich der Zement nicht nur mechanisch, sondern auch chemisch durch eine Chelatbindung mit dem Zahn verbinden. Außerdem soll dieser Zement beim Einzementieren keinen Schmerz mehr verursachen (4, 8, 17, 44, 53).

2. PRÜFUNGEN

a) A l l g e m e i n e s z u d e n P r ü f u n g e n

Man prüfte die Polyacrylatzemente nach den Normen für Zinkphosphatzemente und stieß dabei auf Schwierigkeiten, weil die Beschaffenheit des neuen Materials eine völlig andere ist. So wurden neue Prüfungsnormen für Polyacrylatzemente gefordert.

Es wäre aber zu überlegen, ob man nicht statt der Normblätter für die einzelnen Zementgruppen besser e i n Normblatt für den Zement als solchen je nach seinem Anwendungsbereich her-

ausbringen sollte, nach dem man alle Zemente, gleich welcher Zusammensetzung, auf die Verwendung in der Mundhöhle hin testen könnte. Da mit großer Wahrscheinlichkeit in absehbarer Zeit wieder neue Produkte auf den Markt kommen werden, wäre dies bestimmt ein Fortschritt. Es würde wahrscheinlich auch dann noch nicht gleich ein Zement alle Forderungen erfüllen, aber ein Vergleich wäre dem Praktiker bestimmt wesentlich leichter möglich.

FRIEND (15) wählte einen anderen Weg. Er ließ in England 30 Zahnärzte unabhängig voneinander über einen längeren Zeitraum die neuen Zemente an Stelle der Zinkphosphatzemente anwenden und wertete die Ergebnisse aus.

b) b i o l o g i s c h e P r ü f u n g

Die Tatsache, daß bei Polyacrylatzementen der Initialschmerz und die Irritation der Pulpa nicht mehr auftreten, ist übereinstimmend beobachtet worden.

Nur bei 6,6 % der von FRIEND (15) beobachteten Fälle traten noch Mißempfindungen auf.

GRIFFITH (17) sieht die Hauptursache der Pulpenschädigung im Druck beim Einzementieren und empfiehlt, ein Ausweichloch in das Inlay oder die Krone zu bohren, welches nach der Festzementierung mit Goldfolie oder Amalgam zu schließen sei.

DEMME (4) untersuchte den pH-Wert und stellte fest, daß die Polyacrylsäure als solche durchaus in der Lage ist, Schmerzen zu verursachen. Durch das langsame Abgeben der Säure blieben sie aber aus. In vivo würde außerdem noch die Reaktion mit dem Dentin und dem Dentinliquor den Wert der abgebundenen Säure verbessern.

DURNER (8) fand eine niedrigere Abbinde-temperatur als bei Phosphatzementen, während die Wärmeleitfähigkeit nach Untersuchungen von DEMME (5) sich nicht nennenswert unterschied.

SMITH (44) legte an Hundezähnen, LANGE LAND (31) an Affen-

zähnen und REISS (38) an Menschenzähnen Füllungen aus Polyacrylatzementen. Nach unterschiedlicher Liegedauer wurden die Zähne extrahiert und histologisch verarbeitet. Die Ergebnisse zeigten, daß die neuen Zemente die Pulpa weder reizen (12), noch zur Bildung von Sekundärdentin anregen.

KLÖTZER (31) beobachtete eine Gasentwicklung beim Anspateln. Vielfach gelang es nicht, porenfreie Prüfkörper herzustellen. Dennoch bewiesen DEMMEL (5) und HAUCH (23), daß die neuen Zemente bakteriendicht sind, während NOLDEN (35) in dieser Beziehung von den Ergebnissen noch sehr enttäuscht ist.

physikalisch-chemische Prüfung

Die Polyacrylatzemente wurden mit gewissen notwendigen, aber recht unterschiedlichen Änderungen im Versuchsaufbau nach verschiedenen Spezifikationen für Zinkphosphatzemente im In- und Ausland untersucht.

Die äußere Aufmachung war zufriedenstellend. Das Anspateln bereitete wegen der ungewöhnlich festen Konsistenz anfangs große Schwierigkeiten (5, 8, 15), doch wurde die Fließfähigkeit als gut bezeichnet (17). Maschinelles Mischen brachte keine befriedigenden Ergebnisse (53).

Die Erhärtungszeit ist als ausreichend (15, 31), vielfach als zu schnell bezeichnet worden (18, 53).

Die Druckfestigkeit liegt weit unter den Mindestanforderungen und zum Teil noch unter den Werten der Phosphatzemente (17, 31, 36, 53).

Durch das frühzeitige Abbinden wurden auch recht unterschiedliche Filmstärken gemessen. Die Skala reicht von guten Ergebnissen (17, 36) bis zu Werten, die weitaus schlechter sind als die der Phosphatzemente (18). Trotz eines neu eingeführten Dosierstabes in einem Fall, waren sie immer noch ziemlich groß (41).

Die Löslichkeit änderte sich auch bei einem dünneren Zementgemisch nicht (18). Sie lag im Normbereich oder auch weit darunter (17). Doch wurde eine erhebliche Dimensionslabilität durch starke Wasseraufnahme und -abgabe beobachtet, die sich im Gegensatz zum Phosphatzement über lange Zeit hinzog (23, 31, 53).

Arsen wurde nicht nachgewiesen (31).

d) P r ü f u n g d e r H a f t i n t e n s i t ä t

Bei der Prüfung der Haftintensität durch FETTERROLL (13) und RIEDEL (39) stellte sich heraus, daß Polyacrylatzemente an Chromkobaltlegierungen, bzw. an Stahl besser haften als an Edelmetallen.

Andere Autoren verwendeten Zähne, deren Occlusalfläche eingeebnet war, oder Kavitäten (36) und zementierten definierte Prüfkörper fest. Übereinstimmend wurde dabei festgestellt, daß oft über die Hälfte der Versuchskörper nach Feuchtlagerung wahrscheinlich durch Wasseraufnahme abfielen. Vereinzelt wurden aber auch sehr hohe Haftwerte erzielt. Zum Vergleich herangezogene Prüfkörper mit Phosphatzement fielen seltener ab, hatten aber auch geringere Haftwerte (13, 31, 41). Andere dagegen stellten keinen Haftunterschied bei unterschiedlichem Lagerungsmilieu fest, beobachteten dabei aber, daß in etwa einem Drittel aller Fälle die Eigenfestigkeit des Zementes geringer war, als seine Haftfähigkeit. In diesen Fällen riß der Zement in sich selbst (14, 26).

GRIFFITH (17) hält es sogar als Ergebnis seiner Haftintensitätsuntersuchungen an fein beschliffenen Schmelzflächen für möglich, daß die Polyacrylatzemente n u r am Zahnschmelz, zumindest aber wesentlich besser als am Dentin haften. Dies wird auch von MIZRAHI (32), PHILLIPS (36), RHODES (36), SMITH (32) und SWARTZ (36) bestätigt. Es ist noch nicht geklärt, ob die Ursache dafür in einer chemischen Verbindung mit dem Zahn zu finden ist, und wie dies nachzuweisen ist.

Auf jeden Fall glauben PHILLIPS, SWARTZ und RHODES (36), daß weiter entwickelte Polyacrylatzemente es in Zukunft ermöglichen werden, fixe kieferorthopädische Apparaturen ohne Bänder an Zähnen zu befestigen.

c) vorliegende Untersuchungsergebnisse über POLY-C

Zu dem Polyacrylatzement POLY-C, dessen Haftintensität untersucht werden soll, meinen MORTIMER und TRANTER (33), daß der pH-Wert beider Flüssigkeiten von 1,3 und der des Gemisches von 4,0 zur Pulpenschädigung ausreichen. Als Druckfestigkeit ermittelten sie die Werte 460 und 537 kp/cm² bei Verwendung der Flüssigkeit für Unterfüllungen und 372 kp/cm² bei der für Zementierungen. Als Wert für die Wasseraufnahme fanden sie 3,0 % bzw. 2,3 %, wobei der der Phosphatzemente vergleichsweise unterhalb von 1,0 % angenommen wurde. Die Löslichkeit blieb von einer Änderung des Pulver-Flüssigkeitsverhältnisses unbeeinflusst. Die Haftintensität prüften sie an polierten und unpolierten Schmelzoberflächen extrahierter Zähne und einer Stahlscheibe. Die Prüflinge wurden mit 102,5 p beim Festzementieren zusammengedrückt und in destilliertem Wasser gelagert. Beim Zugprüfversuch fielen zwei ab, zwei andere brachten Werte von 17,1 und 22,1 kp/cm². Einen Unterschied zwischen polierten und unpolierten Schmelzoberflächen fanden die Autoren nicht und führten die im Vergleich zu Phosphatzementen nur doppelt so hohe Haftintensität auf das Schmelzoberhäutchen zurück. Die Möglichkeit einer chemischen Bindung wird nicht ausgeschlossen. Gleichzeitig weisen sie aber auf eine mögliche Unbeweisbarkeit hin.

III

E P O X I D H A R Z Z E M E N T

1. GESCHICHTE, ZUSAMMENSETZUNG, ANWENDUNGSGEBIET

1970 brachte SLACK (43) den Dentalzement EEPOX heraus, der sowohl hinsichtlich seiner biologischen, als auch wegen seiner physikalisch-chemischen Eigenschaften allen bisherigen Zementen überlegen sein soll. Dieses neue Produkt besteht nicht mehr wie alle herkömmlichen Zemente aus einem Pulver-Flüssigkeitsgemisch, sondern nur noch aus einem flüssigen Harz, dem ein flüssiger, in letzterer Zeit ein fein pulverisierter Aktivator zur Erhärtung beigegeben wird. Wie SLACK selbst meint fand er in EEPOX "einen Harz, der 1. innerhalb einer zahnärztlich geeigneten Zeitspanne abbindet, 2. fast völlig unlöslich ist und 3. eine Druck- und Zugfestigkeit aufweist, die den zahnärztlichen Erfordernissen entspricht".

Wegen dieser angeblich hohen Zugfestigkeit soll EEPOX untersucht werden.

SLACK (43) sieht sogar die Möglichkeit, mit EEPOX in der Kieferorthopädie fixe Apparaturen ohne Bänder zu befestigen.

RUSKIN (40) beschreibt die Replacierung einer herausgefallenen Facette mit EEPOX ohne eine Krone oder Brücke aus dem Mund herausnehmen zu müssen.

2. PRÜFUNGEN

a) b i o l o g i s c h e P r ü f u n g

Über das Verhalten von EEPOX dem Organismus gegenüber ist bisher wenig bekannt.

SLACK (43) zementierte Objektgläser mit EEPOX zusammen, lagerte sie 90 Tage lang in Methylenblau und konnte danach keinerlei Farbdurchsickerung beobachten.

b) p h y s i k a l i s c h - c h e m i s c h e P r ü f u n g

SLACK (43) berichtet aus eigenen Versuchen, "daß der neue Zement eine Abbindezeit hat, die innerhalb der zahnärztlich geforderten Spanne von 3 - 5 Minuten in Luft oder Feuchtigkeit liegt", eine Beobachtung, die mit der des COMMONWEALTH BUREAU OF DENTAL STANDARDS (2) in MELBOURNE nicht übereinstimmt. Dort fand man bei einer Untersuchung des verbesserten Produktes eine Abbindezeit von 2,5 Minuten und hält sie in einer anschließenden Stellungnahme für zu kurz.

Vom gleichen Institut wurde eine Druckfestigkeit von 1410 kp/cm^2 , eine Filmdicke von 13 Mikron und eine Löslichkeit von 0,09 % gemessen.

SLACK (43) begründet die geringe Filmdicke mit fehlenden Pulvergranulaten.

Zur Testung der Löslichkeit lagerte er über 90 Tage lang zusammenzementierte Objektträger in Wasser und fand dabei geringe Wasserabsorption und Löslichkeit.

c) P r ü f u n g d e r H a f t i n t e n s i t ä t

Zur Prüfung der Haftintensität zementierte SLACK (43) Objektgläser zusammen und lagerte sie über 7 Monate lang in Wasser und versuchte sie vergeblich wieder zu trennen. Stets zerbrach das Glas. Dann wurden auf frisch extrahierte, in Wasser aufbewahrte und occlusal eingeebnete Menschenzähne Objektträger zementiert, in mundwarmen Wasser 90 Tage lang aufbewahrt und danach ebenfalls vergeblich mit den Fingern getrennt. Mit gleichem Ergebnis wurde dieser Versuch mit Gold wiederholt.

IV

Z U S A M M E N F A S S U N G

Auf Grund der bisher vorliegenden Untersuchungsergebnisse weisen die Polyacrylatzemente zwar eine gute Gewebeverträglichkeit auf, ihre physikalisch-chemischen Eigenschaften scheinen aber noch verbesserungsbedürftig zu sein. Die herkömmlichen Zinkphosphatzemente haben sie noch nicht verdrängen können, obwohl auch diese nicht allen Anforderungen gerecht werden.

Ob der in seiner Darreichungsform völlig neue Epoxidharzement die Zinkphosphat- und die Polyacrylatzemente als Befestigungsmittel ersetzen wird, ist im Augenblick, vor allem hinsichtlich seiner biologischen Eigenschaften, noch ungewiß.

C

EIGENE VERSUCHE

I

VORBERMERKUNGEN

In den vorliegenden Versuchen sollte untersucht werden, ob die Haftintensität der Zemente POLY-C und EEPOX unter dem Einfluß von Feuchtigkeit nachläßt.

Da es noch keine einheitliche Versuchsanordnung zur Prüfung der Haftintensität von Dentalzementen gibt, wurde eine gewählt, die den Anforderungen in der Mundhöhle möglichst nahe kommen soll. Die bereits erwähnte Methode, nach der auf eine plangeschliffene Occlusalfläche ein definierter Kupferring mit einem ausgewogenen Zementgemisch befestigt wird, ist zwar weitgehend reproduzierbar, doch sagt sie nur etwas über die Haftung des Kupferringes auf der plangeschliffenen Kaufläche aus, deren Werte auf Inlays und dergleichen nicht unbedingt übertragbar sind. Nicht nur wegen der planen Zahnfläche scheint sie mir zu praxisfern, sondern auch deshalb, weil hier der Zement meist nur eingerüttelt wird, während er in der Mundhöhle beim Einsetzen viel stärker in die Anschnitte der Dentinkanälchen gepreßt wird.

Aus diesem Grunde habe ich die Zemente POLY-C und EEPOX an extrahierten Zähnen getestet, die - wie in der Mundhöhle - ihrer individuellen Form entsprechend präpariert wurden. Auch auf Grund ihrer unterschiedlichen Feinstruktur schien mir eine Normung der Kavitätenpräparation - ganz abgesehen von der Schwierigkeit, eine solche exakt durchzuführen - nicht angebracht zu sein. Auf die Feindosierung der Zementgemische

wurde ebenfalls in Hinblick auf praxisübliche Handhabung verzichtet.

Meine Untersuchungen wurden nicht nach den streng definierten Kriterien einer Werkstoffprüfung durchgeführt, sondern nach der tatsächlichen praktischen Anwendungsart der Zemente.

II

V E R S U C H S A U F B A U

Der erste zu untersuchende Zement heißt POLY-C. Es handelt sich dabei um einen Zink-Polycarboxylat-Zement, der dem Typ I der FDI-Spezifikation Nr. 6 für Zinkphosphat-Zemente entsprechen soll, wie aus der der Packung beigelegten Gebrauchsanweisung zu entnehmen ist. Er ist dem äußeren Anschein nach den herkömmlichen Zinkphosphatzementen sehr ähnlich. POLY-C besteht aus einem hellgelben Pulver, das wahlweise mit einer von zwei beigegebenen Flüssigkeiten vermischt wird. Diese unterscheiden sich laut Gebrauchsanweisung in ihrem Molekulargewicht und Anwendungsbereich. Die eine ist bei Unterfüllungen, die andere bei Befestigungen anzuwenden.

Die Packung enthält

1. eine Gebrauchsanweisung,
2. eine Flasche hellgelbes Pulver,
3. eine Tropfflasche mit einer Flüssigkeit für Unterfüllungen,
4. eine Tropfflasche mit einer Flüssigkeit für Befestigungen und
5. einen Mischblock.

Nachfolgende Herstellerangaben werden zitiert:

"Er enthält keine Phosphorsäure, ist reizlos und unschädlich für die Pulpa. Auch an feuchtem Dentin und Schmelz ist die Haftung des Zementes außerordentlich stark und dauerhaft."

Die Verarbeitungszeit wird mit etwa 3 - 4 Minuten, die Zeit bis zur vollständigen Abbindung mit "ca. $5\frac{1}{2}$ Minuten nach Mischbeginn bei Verwendung der Flüssigkeit für Befestigungen und $6\frac{1}{2}$ Minuten bei Verwendung der Flüssigkeit für Unterlagen" angegeben.

Feines Korn, geringe Filmdicke, ausgezeichnetes Fließ- und Gleitvermögen seien weitere Vorzüge von POLY-C.

Der zweite zu untersuchende Zement heißt EEPOX, genauer "eepox cement". Er ist ein honigfarbener flüssiger Zement, dessen Geruch an Monomer erinnert. Mit einem weißen pulverisierten Aktivator wird er gebrauchsfertig gemacht. Die Gußfüllung und die Kavität werden mit einer klaren, nach Aceton riechenden Vinylsilanflüssigkeit, dem sogenannten "primer", vorbereitet.

Die Packung enthält

1. eine Gebrauchsanleitung,
2. eine Flasche EEPOX-primer,
3. eine Flasche EEPOX-flüssigen Zement,
4. eine Dose Aktivatorpulver mit Dosierlöffel,
5. eine Tropfenpipette zur Dosierung und
6. einen Mischblock.

Aus der Gebrauchsanleitung wird zitiert:

"Nach dem Abbinden schadet Feuchtigkeit der Zementierung nicht mehr.

Eepox-Befestigungszement hat ungewöhnliche Haftstärke, minimale Micronstärke und ist leicht zu handhaben unter Beibehaltung der präzisen Paßgenauigkeit.

Durch Beigabe von etwas mehr Eepox-Zementflüssigkeit zur gleichen Menge Aktivator kann die Abbindezeit und damit die Arbeitsbreite verlängert werden, ohne Beeinträchtigung der Haftfähigkeit."

Die Abbindezeit bis zur völligen Aushärtung beträgt nach den Angaben des Herstellers "ca. 2 bis 5 Minuten".

Die Filmstärke betrage 15 Mikron, der pH-Wert ca. 6.

Weitere Angaben des Herstellers zum Material:

"Die einmalige chemische Zusammensetzung verleiht EEPOX eine stets konstante Konsistenz und verursacht beim Patienten während der Abbindephase keinerlei unangenehme Empfindungen oder gar Schmerzen."

Für die Untersuchungen eigneten sich menschliche Backenzähne, weil an diesen ausreichend große Präparationen durchgeführt werden konnten. Nach der Extraktion wurden sie in 10 prozentiger Formalinlösung aufbewahrt. Es wurden die möglichst wenig Karies aufweisenden Prämolaren und Molaren ausgewählt. Hier wurden Unterschnitte und herkömmliche Unterfüllungen vermieden, und die Kavitäten konnten möglichst gleich groß präpariert werden. Die Kavitätenpräparation wurde in einer vereinfachten Form nach BLACK mit slice cut durchgeführt, d.h. sie bestand aus einem occlusalen Kasten und approximalen Scheibenschnitten ohne Nuten.

Es wurde wie folgt vorgegangen:

Mittels Turbine und Spray wurde eine occlusale Kavität hergestellt. Mit einer Diamantscheibe wurden unter Sprayanwendung die approximalen Scheibenschnitte gelegt. Als Nachbehandlung der getrockneten Kavität erfolgte die Finierung der Kavitätswände mit einem feinkörnigen Diamanten, die Glättung der Scheibenschnitte mit Sandpapierscheiben und das Anbringen eines Federrandes. Dann wurde durch die Wurzel des inzwischen wieder befeuchteten Zahnes ein Loch gebohrt, um bei Feuchtlagerung der Feuchtigkeit besseren Zutritt zum Zahninneren zu geben. Gleichzeitig konnte durch das Loch später ein 1,2 mm dicker Stahldraht hindurchgezogen werden, um den Zahn in eine noch zu beschreibende Zugmaschine einzuspannen.

In mehreren Vorversuchen wurde nach einer Möglichkeit der Kavitätennormung an den Versuchszähnen gesucht. Es sollte versucht werden, möglichst gleiche Kavitäten zu erzielen, um eine einheitliche Oberflächengröße zu erhalten und um sie so mit den Haftintensitätswerten in Beziehung bringen zu können. Gescheitert sind diese Versuche an der jeweiligen individuellen Gestaltung der Zahnkrone. Letztlich hätte bei Erfolg dies nicht mehr den wirklichen Gegebenheiten in der Mundhöhle entsprochen.

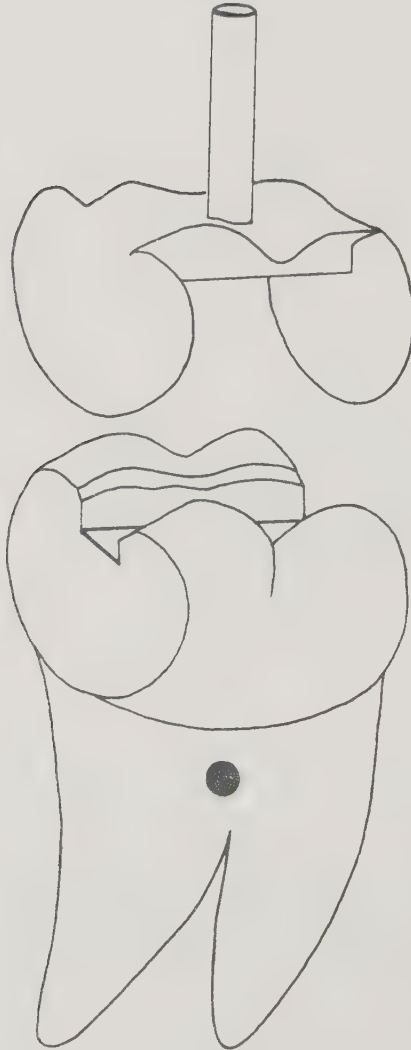
Die vorhandenen Zähne wurden größenmäßig möglichst gerecht in zwei Gruppen geteilt, indem von je zwei ungefähr gleichen Zähnen der eine in die erste, der andere in die zweite Gruppe kam. Da alle Kavitäten in etwa gleich groß sind, dürften die entstandenen Schwankungen nur sehr gering sein. Bei der einen Serie sollte dann POLY-C, bei der anderen EEPOX angewendet werden.

Alle Zähne wurden nummeriert, wobei die eine Gruppe die Zahlen von 1 - 10, die andere von 11 - 20 erhielt. Nur mit einer solchen Kennzeichnung ist die Herstellung der Gußfüllungen möglich gewesen, ohne daß es zu Verwechslungen der Inlays kam. Sie wurden im direkten Verfahren hergestellt, wobei ein genau in der Inlaymitte angebrachter Bohrer als Gußstift diente, der später als Zughalterung benutzt werden sollte. Gegossen wurden die Füllungen aus Phantommetall, nachdem in Vorversuchen festgestellt worden war, daß die Haftwerte von Goldinlays denen aus Phantommetall entsprachen. Mit einem feinen Schleifstein wurden die Füllungen nachgearbeitet und so leichtgängig gemacht, daß von allen bei leichter Erschütterung gegen das fixierte Inlay der herunterhängende Zahn abfiel. Die Gußfüllungen würden so nur durch die Klebekraft der Zemente, nicht aber durch irgendwelche Klemmwirkungen gehalten.

Die Abbildung Nr. 1 zeigt einen Prüfling.

Abbildung Nr. 1

Zahn mit passendem Inlay



III

VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Zur Verarbeitung der Zemente wurde ein Tantalspatel benutzt. Bei einer Raumtemperatur von 23 °C und einer Luftfeuchtigkeit von 42 % wurden die Zemente auf den beigegefügtten Anmischblöcken nach Vorschrift der Hersteller angespatelt.

POLY-C war wegen der vom Hersteller geforderten festeren Konsistenz schwieriger anzuspatein, als man es von Phosphatzementen her gewohnt ist. Die Mischung konnte aber gut auf die zuvor entfetteten und getrockneten Inlays und Kavitäten aufgebracht werden. Überschüsse ließen sich leicht entfernen. Die Zeit vom Beginn des Anspatelns bis zum Stadium, wo die Zementreste auf dem Spatel nicht mehr eindrückbar waren, wurde mit einer Stoppuhr gemessen. Sie entspricht der Zeit, während der die Zementierung in der Mundhöhle vor Feuchtigkeit bewahrt werden muß. Im Gegensatz zu der vom Hersteller angegebenen Zeit von 5,5 Minuten, betrug die Abbindezeit im Durchschnitt 9,4 Minuten. Die Reinigung der Instrumente nach dem Abbinden war erschwert und praktisch nur - wie vom Hersteller empfohlen - mit 10 prozentiger Natronlauge möglich.

EEPOX ließ sich mit Löffel und Pipette genau dosieren. Vor Mischungsbeginn wurden Inlays und Kavitäten mit EEPOX-primer benetzt. Die vom Hersteller angegebene Durchspatelzeit schien zu kurz. Trotz Vorversuchen gelang es nicht, 2 Einheiten Aktivatorpulver in 10 Tropfen Flüssigkeit innerhalb von 15 Sekunden einzurühren. Feinste Lufteinschlüsse wurden dabei beobachtet. Das sehr dünnflüssige Gemisch ließ sich gut adaptieren. Überschüsse wurden in der schnell einsetzenden gelehaften Abbindephase entfernt. Innerhalb von durchschnittlich 2,4 Minuten war der Zement erhärtet. Zur Reinigung des Instrumentariums macht der Hersteller keine Angaben. Sie gelang nur mit Aceton unter erheblichem Kraftaufwand.

Nach dem Einzementieren aller Inlays wurden der 1., 5., 10., 11., 15. und 20. Zahn trocken, alle anderen in physiologischer Kochsalzlösung in einem Brutschrank bei 37 °C 21 Tage lang aufbewahrt, um die Versuchsbedingungen den Anforderungen in der Mundhöhle einigermaßen anzupassen.

Nach dreiwöchiger Liegezeit wurde die Haftintensität der Zemente mit einer Zugprüfmaschine der Firma ZWICK gemessen. Ihr Meßbereich liegt zwischen 0,01 - 1000 kp. Der Kraftzeiger nimmt während der Prüfungen einen Schleppzeiger mit, der beim Abreißen der Probe stehenbleibt, während der Kraftzeiger in die Nullstellung zurückgeht. Wie in der Abbildung Nr. 2 zu sehen ist, wurden die Proben in zwei kleine Schraubstöcke eingespannt. Während des Prüfvorganges wurden diese bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 27 mm / Minute in immer größere Distanz gebracht, bis die Inlays von den Zähnen abgezogen waren. Die dabei aufgetretenen Kräfte wurden gemessen und sind in den Tabellen Nr. 1 und Nr. 2 zusammengestellt.

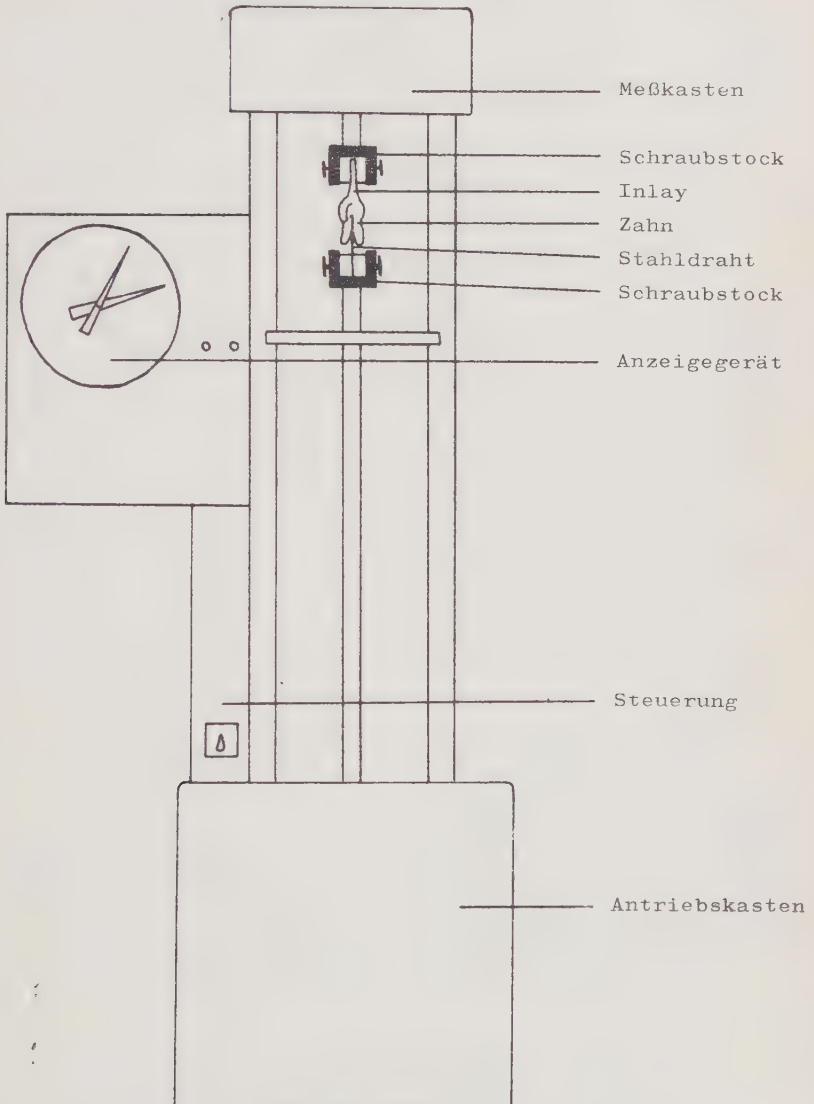
In drei Fällen zerriß der Zahn. Alle drei Zähne lagerten trocken.

Die meisten feucht gelagerten Prüflinge überstanden den Abreißversuch so gut, daß sie nach dem Absprengen der Zementreste mit einem Excavator für eine weitere Versuchsreihe zur Verfügung standen. Die Zementreste von EEPOX zeigten überall die schon beim Anspateln beobachteten Luftbläschen.

Nachdem die Werte der ersten Versuchsreihe gezeigt hatten, daß die trockenen Prüflinge schlechtere Haftwerte erzielt hatten als die feucht gehaltenen, wurden von den letzteren der beste und schlechteste Wert jeder Zementgruppe, d.h. die Zähne Nr. 4 und Nr. 7 mit POLY-C, bzw. die Zähne Nr. 16 und Nr. 19 mit EEPOX, im gleichen Mischungsverhältnis wie das der ersten Versuchsreihe wiederholt.

Abbildung Nr. 2

Vereinfachte Darstellung der Zugprüfmaschine
mit einem eingespannten Zahn



Zusätzlich wurden die Inlays Nr. 12, Nr. 14 und Nr. 18 mit der früheren EEPOX-Mischung 2:10 festzementiert, um die Reproduzierbarkeit der Meßwerte zu kontrollieren.

Da die Verarbeitungs- und Abbindezeit von EEPOX zu kurz bemessen ist, wurde versucht nach Angabe des Herstellers das Zementgemisch zu ändern. Das Verhältnis von 1 Einheit Pulver auf 7 Tropfen Flüssigkeit verlängerte die Arbeitsbreite nur um 1 Minute. Es war andererseits auch das äußerste vertretbare Maß, da durch die geringe Aktivatormenge der Zement nach dem Erhärten an der Oberfläche zum Teil noch klebte.

Um zu testen, ob zusätzlich dieses veränderte Mischungsverhältnis die Haftung beeinträchtigen würde, wurden die Inlays Nr. 2, Nr. 3, Nr. 6, Nr. 8, Nr. 9, die vorher mit POLY-C festzementiert waren, und das Inlay Nr. 13 mit dem neuen EEPOX-Zementgemisch 1:7 befestigt. Die Erhärtungszeit betrug durchschnittlich 3,4 Minuten, wobei zum Teil die Oberfläche des Zementes auch darüber hinaus noch klebrig blieb.

Nach zweitägiger Feuchtlagerung aller Zähne wurden anschließend die Haftwerte in der früheren Versuchsanordnung ermittelt.

Die Tabelle Nr. 3 zeigt die Wiederholungsmeßergebnisse von POLY-C, die Tabelle Nr. 4 die von EEPOX, und die Tabelle Nr. 5 zeigt die Werte von EEPOX bei einem veränderten Pulver-Flüssigkeitsverhältnis von 1:7.

Die Zähne mit dem verdünnten EEPOX-Gemisch klebten auch nach der Feuchtlagerung noch.

Nach Abschluß dieser Versuche wurde eine EEPOX-Zementflüssigkeit wegen ihres Aufdrucks "new" in der Annahme untersucht, daß sich ihre Verarbeitungseigenschaften verbessert hätten. Die Ausstattung der Packung blieb ansonsten unverändert.

Bei 21 °C Raumtemperatur und 40 % Luftfeuchtigkeit wurden nach Vorschrift des Herstellers die gleichen Mengen wie die der früheren Versuche angespatelt. 2 Einheiten Aktivatorpulver ließen sich gut mit 10 Tropfen Zementflüssigkeit innerhalb von 20 Sekunden vermischen. Es wurden feinste Lufteinschlüsse beobachtet. Nach durchschnittlich 2,8 Minuten seit Mischungsbeginn war mit dem Eintritt der geleehaften Abbindephase die Verarbeitungszeit zu Ende. Nach durchschnittlich 3,8 Minuten war der Zement erhärtet.

Eine Änderung des Mischungsverhältnisses in der Form, daß auf 1 Einheit Pulver 7 Tropfen Flüssigkeit kamen, forderte eine Anspatelzeit von nur 15 Sekunden. Die Grenze der Verarbeitungsmöglichkeit wurde nach durchschnittlich 3 Minuten, die Erhärtung nach durchschnittlich 4,4 Minuten beobachtet, wobei auch diesmal die Oberfläche nicht aushärtete.

Das Instrumentarium ließ sich wie bei Verwendung der früheren EEPOX-Flüssigkeit nur mit Aceton unter erheblichem Kraftaufwand reinigen.

IV
ÜBERSICHT ÜBER DIE MESSERGEB-
NISSE, IHRE MITTELWERTE UND
STANDARDABWEICHUNGEN

Tabelle Nr. 1

Meßwerte von POLY-C

Zahn- nummer	Abbinde- zeit (Min.)	Lagerung	Zugkraft (p)	Bemerkungen
1		trocken	2 200	
2		feucht	8 850	
3		feucht	9 270	
4	11	feucht	8 600	
5	13	trocken	1 080	
6	8	feucht	10 930	
7	9	feucht	16 000	
8	9	feucht	10 650	
9	8	feucht	9 790	
10	8	trocken	2 500	Zahn zerrissen

Mittelwerte und Standardabweichungen bei

	trockener Lagerung	feuchter Lagerung	trockener und feuchter Lagerung
n	3	7	10
$\bar{x}$	1 927	10 584	7 987
s	748	2 542	4 682
$s_{\bar{x}}$	432	961	1 481

Tabelle Nr. 2

Meßwerte von EEPOX (Mischungsverhältnis 2:10)

Zahn- nummer	Abbinde- zeit (Min.)	Lagerung	Zugkraft (p)	Bemerkungen
11	3	trocken	15 130	Zahn zerrissen
12	2	feucht	16 930	
13	2,5	feucht	19 790	
14	2	feucht	36 800	
15	2,5	trocken	10 630	
16	3	feucht	45 700	
17	2	feucht	15 160	
18	2,5	feucht	12 650	
19	2	feucht	12 000	
20	2,5	trocken	4 250	

Mittelwerte und Standardabweichungen bei

	trockener Lagerung	feuchter Lagerung	trockener und feuchter Lagerung
n	3	7	10
$\bar{x}$	10 003	22 719	18 904
s	5 467	13 178	12 654
$s_{\bar{x}}$	3 156	4 981	4 002

Tabelle Nr. 3

Wiederholungsmeßwerte von POLY-C

Zahn- nummer	Abbinde- zeit (Min.)	Lagerung	Zugkraft (p)	Bemerkungen
4	9	feucht	10 810	
7	9	feucht	16 550	

Mittelwert und Standardabweichungen bei

	feuchter Lagerung
n	2
$\bar{x}$	13 680
s	4 059
$s_{\bar{x}}$	2 870

Tabelle Nr. 4

Wiederholungsmeßwerte von EEPOX (Mischungsverhältnis 2:10)

Zahn- nummer	Abbinde- zeit (Min.)	Lagerung	Zugkraft (p)	Bemerkungen
12	4	feucht	28 000	
14	2,5	feucht	16 300	
16	3	feucht	11 480	
18	3,3	feucht	20 500	
19	4,5	feucht	25 450	

Mittelwert und Standardabweichungen bei

	feuchter Lagerung
n	5
$\bar{x}$	20 346
s	6 701
$s_{\bar{x}}$	2 997

Tabelle Nr. 5

Meßwerte bei geändertem Pulver-Flüssigkeitsverhältnis von
EEPOX (Mischungsverhältnis 1:7)

Zahn- nummer	Abbinde- zeit (Min.)	Lagerung	Zugkraft (p)	Bemerkungen
2	4,5	feucht	15 310	
3	2,5	feucht	24 750	
6	3	feucht	20 500	
8	3,5	feucht	18 430	
9	3	feucht	16 490	
13	4	feucht	19 250	

Mittelwert und Standardabweichungen bei

	feuchter Lagerung
n	6
$\bar{x}$	19 122
s	3 332
$s_{\bar{x}}$	1 360

V

DISKUSSION UND STATISTISCHE
AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der benötigten Zugkraft, um die Inlays von den Zähnen abzuziehen, sind in der vorstehenden Übersicht über die Meßergebnisse für beide Zemente unter Berücksichtigung der verschiedenen Lagerungsbedingungen bereits aufgeführt. Dabei bedeuten

n = Anzahl,

$\bar{x}$ = Mittelwert, angegeben in p,

s = Standardabweichung, angegeben in p, und

$s_{\bar{x}}$ = Standardabweichung des Mittelwertes, angegeben in p.

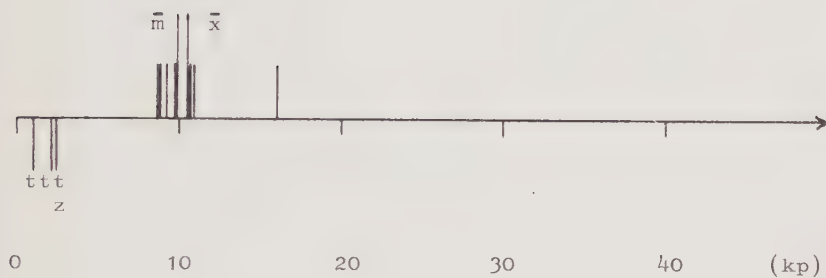
Die Verteilung der Abrißwerte ist in der Abbildung Nr. 3 graphisch dargestellt. Die trocken gelagerten Zähne sind mit einem "t" und die zerrissenen mit einem "z" gekennzeichnet. Alle übrigen Werte beziehen sich auf das feuchte Milieu. $\bar{x}$ zeigt den Mittelwert, $\bar{m}$ den Median.

Wie die Abbildung zeigt, streuen die Meßwerte von POLY-C im Gegensatz zu denen von EEPOX nur wenig. Es fällt auf, daß die trockenen Zähne weitaus schlechtere Werte erbrachten als die feucht gelagerten. Diese Beobachtung steht im Gegensatz zu der anderer Autoren, bei denen nach Feuchtlagerung die Prüfkörper oft schon trotz vorsichtiger Behandlung auseinanderfielen. Einmal dürfte dies an den Volumenschwankungen liegen, denen die Polyacrylatzemente auf Grund ihrer Wasserabgabe und Wasseraufnahme unterliegen, weil auch die Zementreste an Zähnen und Inlays sehr rissig waren. Zum anderen war es ebenso Tatsache, daß auch die Festigkeit der Zähne nach der Trocknung erheblich nachließ. Dabei aufgetretene Schmelzrisse dürften wohl Ursache dafür sein, daß die Hälfte aller trockenen Zähne beim Abrißversuch zerriß.

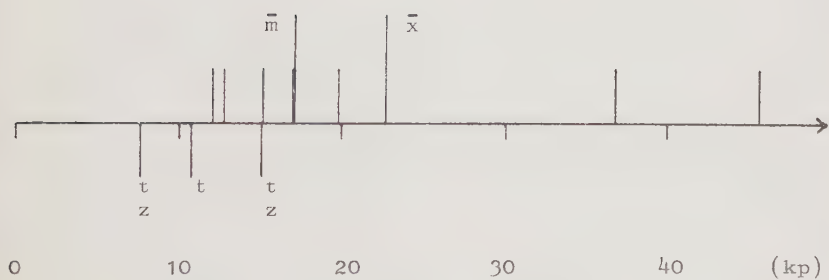
Abbildung Nr. 3

Übersicht über die Abrißwerte der ersten Versuchsreihe

POLY-C



EEPOX (2:10)



Der Verdacht, daß die Haftintensität der Zemente POLY-C und EEPOX bei Feuchtlagerung nachlassen würde, hat sich nicht bestätigt. Die Beobachtungen zeigen das Gegenteil.

Vergleicht man den Mittelwert aller Haftwerte der ersten POLY-C-Reihe mit dem der EEPOX-Reihe, so haftet im Durchschnitt EEPOX 2,37 mal besser als POLY-C.

Zwischen diesen beiden Reihen wurde ein WILCOXON-Test für unverbundene Stichproben durchgeführt, dessen Nullhypothese lautete: zwischen den Medianwerten beider Stichproben besteht kein Unterschied.

$$M_{\text{POLY-C}} = M_{\text{EEPOX}}$$

Summe der Rangnummern der POLY-C-Stichprobe $R_1 = 31$

Summe der Rangnummern der EEPOX-Stichprobe $R_2 = 74$

Die Vertrauensgrenzen für die Rangsummen auf dem 1 % - Niveau der Irrtumswahrscheinlichkeit betragen 32 - 73. Die Nullhypothese war also abzulehnen. Es besteht demnach ein statistisch signifikanter Unterschied ($\alpha = 1\%$) zwischen den Medianwerten der Zugkraft von POLY-C und EEPOX, d.h. EEPOX ist in Bezug auf seine Haftintensität POLY-C überlegen.

Um die Reproduzierbarkeit der Abrißwerte prüfen zu können, waren die Inlays an einigen Zähnen nochmals festzementiert worden.

Statistisch besteht infolge des geringen Umfanges der Stichprobe keine Möglichkeit, die beiden Meßwertpaare der POLY-C-Werte miteinander zu vergleichen. Wie man aber in den Tabellen Nr. 3 und Nr. 1 sieht, unterscheiden sich die wiederholten Messungen nicht nennenswert von denen der ersten Versuchsreihe.

Auf die EEPOX-Meßwerte der ersten und wiederholten Versuchsreihe wurde ein WILCOXON-Test für Paardifferenzen angewandt.

$$H_0 : M_{\text{erste Reihe}} = M_{\text{wiederholte Reihe}}$$

Summe der negativen Differenzen $T_- = 9$

Signifikanzschränken für $\alpha = 10\%$ und $n = 5$: 0 - 15

Da $T_{\text{innerhalb}}$ dieser Schranken liegt, war die Nullhypothese zu akzeptieren. Die Meßwerte können also als reproduzierbar betrachtet werden.

Die Differenzen zwischen den Abrißwerten der ersten und der wiederholten Versuchsreihe an gleichen Zähnen sind in der Abbildung Nr. 4 dargestellt.

Addiert man nun die Werte der feucht gelagerten Zähne der ersten EEPOX-Versuchsreihe bis auf die beiden stark abweichenden höchsten Werte und die Meßergebnisse der wiederholten Reihe, bildet den Mittelwert und vergleicht ihn mit dem aus der Summe aller bisher an feucht gelagerten Zähnen gemessenen POLY-C-Werte bestehenden Mittelwert, so ergibt sich, daß EEPOX nur noch 1,58 mal besser haftet als POLY-C.

Die beiden hohen Haftwerte von 36 800 p und 45 700 p haben in der ersten Versuchsreihe EEPOX im Vergleich zu POLY-C so überlegen erscheinen lassen. Die Ergebnisse der zweiten lassen dies nicht mehr zu. Dennoch sollte man bedenken, daß die hohen Werte - auch wenn man sie in der letzten Rechnung außer Acht ließ - in Wirklichkeit gemessen wurden, es also möglich war, ein mit EEPOX befestigtes Inlay mit fast einem Zentner zu belasten.

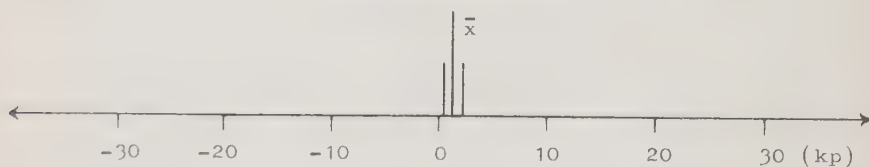
Alle Inlays, die vorher mit POLY-C, dann mit EEPOX im veränderten Mischungsverhältnis von 1:7 festgesetzt wurden, haften mit dem letzteren Zement weitaus besser, wie auch aus der Abbildung Nr. 4 zu ersehen ist.

In einem Fall wurde ein Inlay erst mit EEPOX in einem Pulver-Flüssigkeitsverhältnis von 2:10, dann mit einem von 1:7 festzementiert. Die Werte schwanken nur um einen geringen Betrag von 340 p.

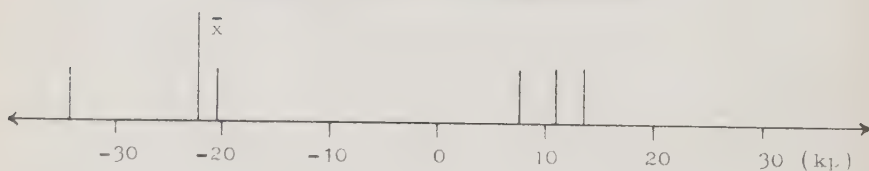
Abbildung Nr. 4

Differenzen der Abrißwerte der ersten und der wiederholten
Versuchsreihe an gleichen Zähnen

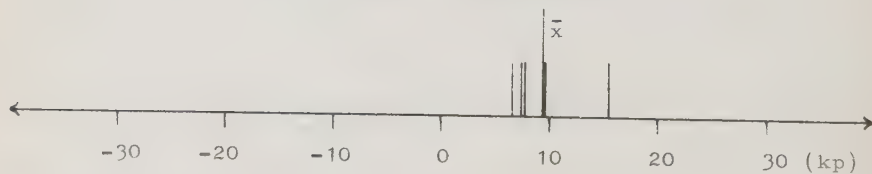
POLY-C - POLY-C



EEPOX (2:10) - EEPOX (2:10)



POLY-C - EEPOX (2:10)



Statistisch wurde mit einem WILCOXON-Test zwischen den EEPOX-Stichproben mit den Mischungsverhältnissen 1:7 und 2:10 getestet.

$$H_0 : M(1:7) = M(2:10)$$

Summe der Rangnummern der Stichprobe 1:7 $R_1 = 33$

Summe der Rangnummern der Stichprobe 2:10 $R_2 = 45$

Die Signifikanzschranken auf dem 5 % - Niveau der Irrtumswahrscheinlichkeit betragen 20 - 45. Die Nullhypothese war also beizubehalten, d.h. die Behauptung des Herstellers, daß sich bei einer geringen Änderung des Mischungsverhältnisses die Haftintensität von EEPOX nicht ändert, kann damit bestätigt werden.

Ermittelt man nun den Mittelwert der Werte aller mit EEPOX zementierten und feucht gelagerten Zähnen ohne Berücksichtigung der beiden höchsten, wohl aber derer mit dem veränderten Mischungsverhältnis, und vergleicht ihn mit dem entsprechenden von POLY-C, so bleibt ein um 1,62 mal besseres Haftungsvermögen von EEPOX gegenüber POLY-C im feuchten Milieu.

Gewisse Schwierigkeiten bereitete beim Anspateln von POLY-C die vom Hersteller geforderte dickere Konsistenz. Durch Beigabe eines Dosierlöffels könnte dies erleichtert werden.

Zum Anspateln von EEPOX ist die Zeit zu knapp bemessen.

Ganz besonders sei noch einmal auf die Lufteinschlüsse im angespatelten EEPOX hingewiesen, deren Ursache wahrscheinlich eine Reaktion des Aktivatorpulvers mit der Harzflüssigkeit ist. Da sie auch noch unter den abgezogenen Inlays deutlich zu sehen waren, sollte unbedingt versucht werden, sie zu beseitigen.

Die Abbindezeit von POLY-C ist mit durchschnittlich 9,43 Minuten in der ersten Versuchsreihe, 9 Minuten in der zweiten zu lang. Sie müßte sich bei Mundtemperatur um 2,5 Minuten verkürzen, um auf den Wert von 6,5 Minuten laut Gebrauchsanweisung zu kommen.

Recht unterschiedlich wurden die Verarbeitungszeiten von EEPOX gemessen und beurteilt:

Der Herausgeber SLACK fordert, daß EEPOX "innerhalb einer zahnärztlich geeigneten Zeitspanne" abbinden soll.

Man sollte meinen, daß die in der FDI-Spezifikation Nr. 6 angegebene Härtingszeit von 5 - 9 Minuten für Zinkphosphat-Zemente die zahnärztlich geeignetste ist.

Sie steht aber im Gegensatz zu den Untersuchungsergebnissen von SLACK, der Abbindezeiten von nur 3 - 5 Minuten erzielte und diese für zahnärztliche Zwecke geeignet hält.

Aber schon allein diese Abbindezeit von 3 - 5 Minuten muß zweifelhaft erscheinen, wenn man den Messungen des COMMON-WEALTH BUREAU OF DENTAL STANDARDS in MELBOURNE glaubt. Dort beobachtete man eine Erhärtingszeit von 2,5 Minuten und hielt sie für zu kurz.

Meine ohne Kenntnis dieses Berichtes vorher durchgeführten eigenen Versuche zeigen sogar eine durchschnittliche Erhärtingszeit von nur 2,4 Minuten. Auch ich halte sie für erheblich zu kurz, weil in dieser Zeit noch angespatelt und appliziert werden muß. Der Zement geht so schnell in die geleeartige Phase über, daß man gerade noch die Überschüsse an gut zugänglichen Stellen entfernen kann. Eine umfangreichere Zementierung in der Mundhöhle muß aber wegen der zu knapp bemessenen Arbeitsbreite als völlig unmöglich erachtet werden.

Ganz vorsichtig ist deshalb wohl in der Gebrauchsanleitung die Abbindezeit, "die bis zur vollständigen Aushärtung ca. 2 bis 5 Minuten dauert", beschrieben. Und die Kurzfassung der Gebrauchsanleitung schließt mit der Aufforderung: "3 bis 5 Minuten völlig aushärten lassen in Okklusion oder unter Druck".

Die Anwendung von EEPOX in einem verdünnten Pulver-Flüssigkeitsverhältnis scheint mir nicht angebracht zu sein, weil damit die Abbindezeit nur um durchschnittlich 1 Minute ver-

längert wird. Außerdem steht der Zementflüssigkeit zu wenig Aktivatorpulver zur Reaktion zur Verfügung, und der Zement kann deshalb an seiner Oberfläche nicht vollständig erhärten.

Der Zement EEPOX mit dem Aufdruck "new" zeigt hinsichtlich der Verarbeitung eine geringfügige Verbesserung. Zwar ist auch er nach durchschnittlich 2,8 Minuten nicht mehr gebrauchsfähig, die Erhärtung aber erfolgt doch durchschnittlich erst 1,4 Minuten später als bei der alten Flüssigkeit, nämlich nach 3,8 Minuten.

Ein verdünntes Gemisch mit der neuen Flüssigkeit vergrößerte die Arbeitsbreite nur um etwa 12 Sekunden. Es härtete an der Oberfläche ebenfalls nicht aus.

Da die Reinigung des Instrumentariums bei beiden Zementen zum Teil erheblich erschwert war, wäre zu überlegen, ob man nicht vor allem der EEPOX-Packung aus ergonomischen Gründen kleine Spatel beilegen sollte, die nach Gebrauch fortzuwerfen sind.

EEPOX sollte nicht nur rasch, sondern auch sehr sparsam verarbeitet werden. Während vom Aktivatorpulver und primer noch nach Verbrauch einer Packung reichlich übrig geblieben ist, rechtfertigt die geringe, bald verbrauchte Menge Zementflüssigkeit, selbst unter Berücksichtigung der beiden hohen Haftwerte, meiner Meinung nach den hohen Preis der Packung nicht.

Fasse ich das Ergebnis meiner Laboruntersuchungen zusammen, so dürften die Zemente POLY-C und EEPOX hinsichtlich ihrer Haftintensität den Anforderungen in der Mundhöhle wohl ausreichend widerstehen.

Es wäre wünschenswert, wenn neben der Ausstattung beider Packungen bei POLY-C die übrigen mechanischen Eigenschaften verbessert, bei EEPOX die Verarbeitungszeit noch mehr verlängert, die Luftbläschen beseitigt und eine biologische Prüfung durchgeführt würden.

D

ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Prüfung der Haftintensität der Zemente POLY-C und EEPOX.

Die Ergebnisse bisheriger Prüfungen der herkömmlichen Zink-oxiphosphatzemente, der neuen Polyacrylatzemente und des Epoxidharzzementes sind kurz zusammengefaßt. Neben der Prüfung ihrer biologischen und physikalisch-chemischen Eigenschaften ist besonders die Problematik der Haftintensitätsprüfungen berücksichtigt.

An 20 extrahierten Zähnen wurden in eigenen Versuchen dreiflächige Kavitäten präpariert. Je 10 entsprechende Inlays aus Phantommetall wurden mit den Zementen POLY-C und EEPOX einzementiert und nach dreiwöchiger zum Teil trockener, zum Teil feuchter Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung bei Mundtemperatur mit einer Zugprüfmaschine abgezogen.

Wegen starker Volumenschwankungen des Polyacrylatzementes und an den Zähnen aufgetretenen Schmelzrisse lagen die Werte der trocken gelagerten weit unter denen der feucht gelagerten. Die Hälfte der trocken gelagerten Zähne zerriß beim Abreißversuch.

Die Befürchtung, daß sich Feuchtlagerung auf die Haftintensität der Zemente POLY-C und EEPOX negativ auswirken würde, ist damit widerlegt.

Die nach Feuchtlagerung erzielten hohen Haftwerte von EEPOX von 36 800 p und 45 700 p konnten in einer Wiederholungsversuchsreihe nicht mehr erreicht werden. Dennoch können die Messungen auf Grund ihrer statistischen Auswertung als repro-

duzierbar betrachtet werden.

Die Abrißwerte, die an feucht gelagerten Zähnen erzielt wurden, unterschieden sich statistisch signifikant voneinander je nach ihrer Zementierung mit POLY-C bzw. EEPOX. Das bedeutet, daß im feuchten Milieu EEPOX über eineinhalbfach besser haftet als POLY-C.

Beide Zemente dürften wohl hinsichtlich ihrer Haftintensität den Anforderungen in der Mundhöhle ausreichend widerstehen.

Die in vitro zu lange Abbindezeit von POLY-C müßte sich in vivo verkürzen.

Die äußerst kurze Erhärtungszeit von EEPOX schränkt die praktische Anwendbarkeit erheblich ein. Eine Verlängerung der Arbeitsbreite durch Änderung des Mischungsverhältnisses befriedigte wegen unvollständiger Erhärtung an der Oberfläche nicht. Die Haftintensität blieb davon unbeeinflusst.

Eine neue EEPOX-Zementflüssigkeit schien bezüglich der Verarbeitungszeit geringfügig verbessert zu sein. Aus dem gleichen Grunde wie bei früheren Mischungen empfahl sich auch bei ihr eine Änderung des Mischungsverhältnisses nicht. Stets wurden bei EEPOX Lufteinschlüsse beobachtet.

Die Ausstattung der Packungen könnte bei POLY-C mit der Beigabe eines Dosierlöffels, bei EEPOX wegen der erschwerten Reinigung des Instrumentariums mit Spateln zum einmaligen Gebrauch verbessert werden.

Herrn Prof. Dr. med. et Dr. med. dent. W. KETTERL gilt mein besonderer Dank für das Referat über diese Arbeit.

Ganz herzlich möchte ich Herrn Dr. med. dent. C. POTHMANN für die Überlassung des Themas und seine Anregungen zur Durchführung und Fertigstellung der Arbeit danken.

Dieser Dank gilt auch Frau Dipl.-Phys. I. HAHN vom Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation, die mich in statistischen Fragen mit Rat und Tat unterstützte.

Meinem Freund und Kollegen, Herrn cand. med. dent. W. WEISSGÄRBER, möchte ich ebenfalls ganz besonders herzlich danken für seine Hilfsbereitschaft und insbesondere für zahlreiche Übersetzungen fremdsprachlicher Literatur.

E

LITERATURÜBERSICHT

- 1 BINUS, W. und BUSKE, I.
Werkstoffkundliche Untersuchungen an einigen gebräuch-
lichen Zinkphosphatzementen
Dtsch. Stomat. 17 (1967) S. 350
- 2 COMMONWEALTH BUREAU OF DENTAL STANDARDS
Additional Confidential Report
Melbourne 31.7.1970
- 3 DEMMEL, H.-J.
Welche Zinkphosphatzemente können dem Zahnarzt nach
der FDI-Spezifikation Nr. 6 empfohlen werden?
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 23 (1968) S. 1462
- 4 DEMMEL, H.-J.
Über die Änderung des pH-Wertes bei Phosphat- und
Polyacrylatzementen
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 25 (1970) S. 295
- 5 DEMMEL, H.-J.
Untersuchungen von Unterfüllungswerkstoffen
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 26 (1971) S. 235
- 6 DEMMEL, H.-J.
Zur Prüfung zahnärztlicher Zemente nach den FDI-Spezi-
fikationen bei veränderten Prüfkörpermaßen
Zahnärztl. Welt 80 (1971) S. 329
- 7 DRUM, W.
Prüfungsvorschriften für Phosphatzemente
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 4 (1949) S. 1555

- 8 DURNER, H.
Systemvergleich bei Befestigungszementen
Dtsch. Zahnärztebl. 23 (1969) S. 583
- 9 EICHNER, K.
Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihre
Verarbeitung
Berlin 1960
- 10 FALCK, K.
Einführung in die Werkstoffkunde für Zahnärzte
2. Aufl. München 1948
- 11 FDI-Spezifikation Nr. 6 für Zinkphosphat-Zement
Zahnärztl. Mitt. 57 (1967) S. 285
- 12 FESSELER, A., FETTERROLL, D. und REISS, H.
Mechanische und histologische Untersuchungen über
Durelon
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 26 (1971) S. 241
- 13 FETTERROLL, D.
Physikalische Untersuchungen über die Haftintensität
zahnärztlicher Zemente in Abhängigkeit von Druck und
Zeit
Med. Diss. Mainz 1971
- 14 FISCHER, C.H. und BARTRAM, E.
Untersuchungen über das Haftvermögen der schnell-
härtenden Kunststoffe an Dentin und Phosphatzement
Dtsch. Zahn-Mund-Kieferhk. 17 (1952) S. 177
- 15 FRIEND, L.A.
Handling Properties Of A Zinc Polycarboxylate Cement
An Investigation
Brit. dent. J. 127 (1969) S. 359
Verwendungseigenschaften des Zink-Polycarboxylat-
Zements
Eine Untersuchung
Zahnärztl. Welt 80 (1971) S. 339

- 16 GESLING, J.
Vergleichende Untersuchungen über die Haftintensität
von Zinkoxyd-Phosphatzement und einem neuen Kunst-
stoff-Füllungsmaterial am Zahnbein
Med. Diss. Mainz 1971
- 17 GRIFFITH, J.R.
Recent Advances In Dental Cementing Media
Aust. dent. J. 15 (1970) S. 288
- 18 GRIGO, W.
Vergleichende Untersuchungen physikalischer Eigen-
schaften der neuen Acrylatzemente mit einigen Zink-
phosphatzementen
Med. Diss. Marburg 1970
- 19 GUTMANN, B.
Zinkoxidphosphatzement als Mittel zum Einzementieren
von Inlays
Experimentelle Untersuchungen
Med. Diss. München 1968
- 20 GUTSCHE, H.-J.
Welchen Einfluß hat die Behandlung des Dentins auf die
Haftintensität des Phosphatzementes?
Med. Diss. München 1961
- 21 HADERT, H.
Aufbau und Wirkungsweise einiger Dentalzemente
Zahnärztl. Praxis 18 (1967) S. 165
- 22 HATTEMER, A. und KÜBEL, K.
Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche
Werkstoffe
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 5 (1950) S. 1031
- 23 HAUCH, P.
Experimentelle Vergleiche zwischen Phosphatzementen
und einem neuen Carboxylatzement
Med. Diss. Erlangen-Nürnberg 1970

- 24 HEGERL, W.
Untersuchungen über den Einfluß von Feuchtigkeit auf
die Haftfestigkeit verschiedener Befestigungsmittel
Med. Diss. Mainz 1966
- 25 HOPPE, E.
Die Bedeutung der Oberflächenbearbeitung des Goldes
für die Haftintensität des Phosphatzementes
Med. Diss. München 1961
- 26 HUNECKE, F.-D.
Vergleichende Untersuchungen über die Haftintensität
von Zinkoxyd-Phosphatzement und Carboxylatzement am
Dentin
Med. Diss. Mainz 1970
- 27 IDOLSKI, M.
Ist die Haftintensität des Zinkoxyd-Phosphatzementes
auf die Bildung eines chemischen Zwischenkörpers
zurückzuführen?
Med. Diss. Greifswald 1921
- 28 JÄNICKE, K.H.
Die Bedeutung der Verarbeitungsweise für die Haftin-
tensität des Phosphatzementes
Med. Diss. München 1955
- 29 KETTERL, W.
Über Zinkoxydphosphatzement
Zahnärztl. Praxis 17 (1966) S. 1
- 30 KLAUNICK, D.-J.
Prüfung silber- und kupferhaltiger Zinkphosphatzemente
nach der FDI-Spezifikation Nr. 6 und ihrer bakterio-
statischen Wirksamkeit
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 25 (1970) S. 325

- 31 KLÖTZER, W.T., TRONSTAD, L., DOWDEN, W.E. und LANGELAND, K.
Polycarboxylatzemente im physikalischen und biologischen Test
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 25 (1970) S. 877
- 32 MIZRAHI, E., SMITH, D.C.
Direct Cementation Of Orthodontic Brackets To Dental Enamel
An Investigation Using A Zinc Polycarboxylate Cement
Brit. dent. J. 127 (1969) S. 371
- 33 MORTIMER, K.V., TRANTER, T.C.
A Preliminary Laboratory Evaluation Of Polycarboxylate Cements
Brit. dent. J. 127 (1969) S. 365
- 34 MUTSCHELKNAUSS, J.
Vergleichende Untersuchungen über Härte, Kantenfestigkeit und Adhäsion verschiedener provisorischer Füllmaterialien
Med. Diss. Tübingen 1965
- 35 NOLDEN, R.
Über die Bakteriendichte neuerer plastischer Füllmaterialien
Zahnärztl. Welt 79 (1970) S. 152
- 36 PHILLIPS, R.W., SWARTZ, M.L., RHODES, B.
An Evaluation Of A Carboxylate Adhesive Cement
J. Amer. dent. Ass. 81 (1970) S. 1353
- 37 RAWITZER, W.
Allgemeine Methode zur Materialprüfung bei der Untersuchung von Zahnzementen
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 35 (1932) S. 1131
- 38 REISS, H.
Histologische Untersuchungen über die Einwirkung von DURELON auf die Pulpa des menschlichen Zahnes
Med. Diss. Mainz 1970

- 39 RIEDEL, W.
Vergleichende Versuche mit Durelon und Phosphatzement
als Bindemittel zwischen Metall und Dentin
Med. Diss. Mainz 1970
- 40 RUSKIN, A.R.
In-the-Mouth Repair Technic
Dent. Surv. S. 37 (genaue Angabe nicht möglich)
- 41 SCHWICKERATH, H.
Befestigung von Kronen und Brücken
Zahnärztl. Welt 79 (1970) S. 145
- 42 SCHOENBECK, F.
Zahnärztliche Werkstoffkunde
8. Aufl. Leipzig 1942
- 43 SLACK, F.A.
A Clinical Evaluation Of A New Dental Cementing System
Dent. Dig. 76 (1970) S. 140
- 44 SMITH, D.C.
A New Dental Cement
Brit. dent. J. 125 (1968) S. 381
- 45 SPANNER, J.
Klebrigkeit und Haftfestigkeit von Zinkphosphat-
zementen
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 32 (1930) S. 1253
- 46 STUART, H.A.
Kurzes Lehrbuch der Physik
6. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York 1966
- 47 STÜBEN, J. und LOCKOWANDT, P.
Experimentelle Untersuchungen über die Haftintensität
des schnellhärtenden Kunststoffs
Zahnärztl. Welt 7 (1952) S. 298

- 48 VIOHL, J.
Labortestmethoden und FDI-Spezifikationen
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 26 (1971) S. 290
- 49 WEIKART, P.
Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche
Werkstoffe
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 4 (1949) S. 1550 und S. 1557
- 50 WEIKART, P.
Adhäsion oder Haftintensität von Zahnzementen
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 5 (1950) S. 1033
- 51 WEIKART, P.
Zur Prüfung von Zahnzementen auf ihre Festigkeit
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 6 (1951) S. 30
- 52 WEIKART, P.
Werkstoffkunde für Zahnärzte
4. Aufl. München 1966
- 53 WELKER, D.
Ergebnisse werkstoffkundlicher Untersuchungen an
Polyacrylatzementen
Dtsch. Stomat. 21 (1971) S. 433 und 22 (1972) S. 170
- 54 WESTPHAL, W.H.
Kleines Lehrbuch der Physik
6. - 8. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York 1967

F

LEBENS LAUF

Am 13. Mai 1948 wurde ich als zweiter Sohn des Zahnarzteehepaares Dres. Otto und Erika Holland-Moritz in der Freien Hansestadt Bremen geboren.

Dort besuchte ich ab 1954 die Grundschule, ab 1958 den altsprachlichen Zweig des humanistischen Alten Gymnasiums und legte am 12. Juni 1968 meine Reifeprüfung ab.

Wie mein älterer Bruder beabsichtigte auch ich Zahnheilkunde zu studieren.

Zu diesem Zweck wurde ich von der Bundeswehr zurückgestellt.

Am 11. Oktober 1968 immatrikulierte ich mich an der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz zum Studium der Zahnheilkunde. Nach Abschluß des zweiten Semesters bestand ich am 8. Oktober 1969 die naturwissenschaftliche Vorprüfung, nach Abschluß des fünften Semesters am 30. März 1971 die zahnärztliche Vorprüfung. Nach weiteren fünf Semestern klinischer Ausbildung an der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Mainz beabsichtige ich im Sommer 1973 die zahnärztliche Prüfung abzulegen.

